

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES  
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
8. August 2002 (08.08.2002)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 02/061686 A1**

(51) Internationale Patentklassifikation<sup>7</sup>: **G06T 11/00**,  
1/60

(71) **Anmelder** (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von  
US): **DKFZ** [DE/DE]; Im Neuenheimer Feld 280, 69120  
Heidelberg (DE).

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE02/00266

(72) **Erfinder; und**

(22) Internationales Anmeldedatum:  
26. Januar 2002 (26.01.2002)

(75) **Erfinder/Anmelder** (nur für US): **SCHLEGEL, Wolf-  
gang** [DE/DE]; In der Aue 22/1, 69118 Heidelberg  
(DE). **EBERT, Matthias** [DE/DE]; Hauptstrasse 87,  
68535 Edingen-Neckarhausen (DE). **HESSER, Jürgen**  
[DE/DE]; Am Büchsenackerhang 67, 69118 Heidelberg  
(DE). **SCHÄDLER, Boris** [DE/DE]; Haferlandweg 16,  
48329 Havixbeck (DE).

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

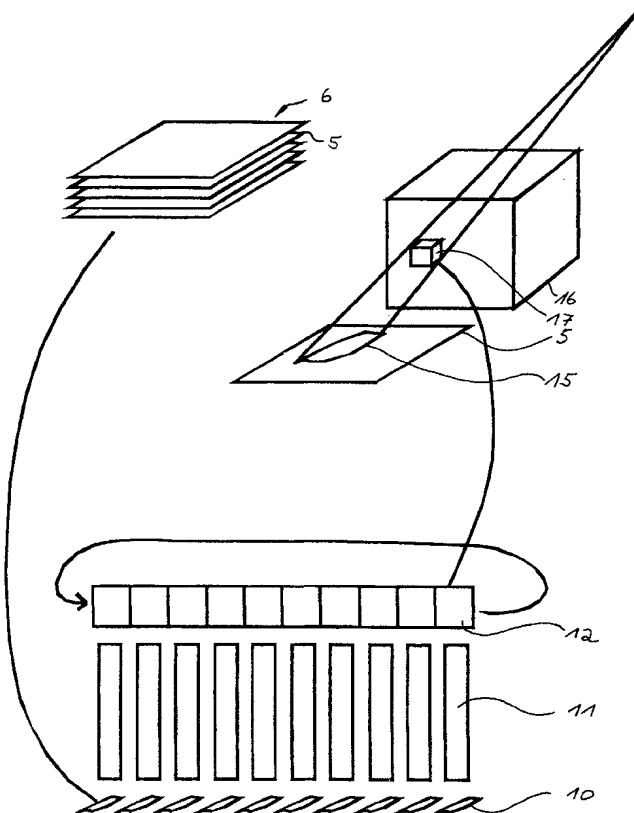
(30) Angaben zur Priorität:  
101 04 596.4 29. Januar 2001 (29.01.2001) DE  
101 11 827.9 13. März 2001 (13.03.2001) DE

(74) **Anwälte:** **CASTELL, Klaus** usw.; Liermann-Castell,  
Gutenbergstrasse 12, 52349 Düren (DE).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) **Title:** METHOD AND DEVICE FOR CONSTRUCTING AN IMAGE IN A SPATIAL VOLUME

(54) **Bezeichnung:** VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR BILDREKONSTRUKTION EINES RAUMVOLUMENS



(57) **Abstract:** The invention relates to a method and a device for reconstructing an image in a spatial volume on the basis of acquired projections, wherein during a reconstruction step each acquired projection or each region of an acquired projection is fed once into a data processing system from a memory for the acquired projections and the intensity of a voxel of the reconstructed spatial volume image is updated during the reconstruction step for each voxel relevant projection or region.

(57) **Zusammenfassung:** Die Erfindung betrifft ein Verfahren und einen Vorrichtung zur Bildrekonstruktion eines Raumvolumens aus akquirierten Projektionen, bei welchem während eines Rekonstruktionsschrittes jede akquirierte Projektion bzw. jede Region einer akquirierten Projektion einmal einer Datenverarbeitung aus einem Speicher für die akquirierten Projektionen zugeführt und die Intensität eines Voxels des rekonstruierten Raumvolumenbildes während des Rekonstruktionsschrittes je für das Voxel relevanter Projektion bzw. Region aktualisiert wird.

WO 02/061686 A1



**(81) Bestimmungsstaaten (national):** AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

**(84) Bestimmungsstaaten (regional):** ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Erklärung gemäß Regel 4.17:**

— *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv) nur für US*

**Veröffentlicht:**

— *mit internationalem Recherchenbericht*  
— *vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen*

*Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.*

## VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR BILDREKONSTRUKTION EINES RAUMVOLUMENS

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bildrekonstruktion eines Raumvolumens aus akquirierten Projektionen.

- 5 Die Generierung von dreidimensionalen Daten aus Projektionen ist für den medizinischen Bereich beispielsweise in Computertomographiesystemen (CTs) verwirklicht. Für die Bildkonstruktion aus den hierbei aufgenommenen Projektionen werden in der Regel spezielle Multiprozessorsysteme eingesetzt, um akzeptable Rekonstruktionszeiten von wenigen Sekunden pro rekonstruierter Schicht zu erzielen, wobei in konventionellen
- 10 CT-Geräten eine Aufnahme Schicht für Schicht erfolgt, während neuere CT-Geräte durch mehrzeilige Detektoren in der Lage sind, bis zu vier Schichten gleichzeitig zu scannen.

- Inzwischen besteht großes Interesse, auch konventionelle Röntgensysteme für die tomographische Bildgebung einzusetzen. Zum Einen kann aufgrund der Kegelstrahlgeometrie und der Verwendung ausgedehnter, zweidimensionaler Detektoren ein ganzes Volumen auf einmal gescannt werden. Zum anderen sind die Kosten für konventionelle Röntgensysteme
- 15

geringer, insbesondere da nicht extra ein CT angeschafft werden muss, und die hierbei erreichbaren Auflösungen in der Regel höher.

Für die Bildrekonstruktion aus hierbei akquirierten Projektionen wird in der Regel ein Rückprojektionsalgorithmus genutzt. Hierbei wird für jedes  
5 Projektionsbild die in den Projektionen enthaltene Grauwertinformationen gleichmäßig längs eines Strahl vom Projektionspixel zur Strahlenquelle verteilt und mit einem geometrischen Abstandsfaktor gewichtet. Unter anderem finden derartige Rückprojektionen im Zusammenhang mit einer gefilterten Projektion Anwendung, bei welcher die Projektionsdaten zu-  
10 nächst ortsabhängig gewichtet und einer Filterung unterworfen und dann in einen mit Null initialisierten Volumendatensatz rückprojiziert werden. Darüber hinaus kann die Rückproduktion auch iterative Verfahren umfassen, bei welchen in jedem Schritt eine Projektion- sowie eine Rückprojektionsoperation enthalten sind. Nach Beendigung der Bildrekonstruktion  
15 können die Volumendaten aus einem Speicher für das rekonstruierte Raumvolumenbild ausgelesen und je nach Anwendung sofort zweidimensional in Form von Schnitten oder auch dreidimensional visualisiert werden.

Es hat sich herausgestellt, dass die hierbei benötigten Zeiten erheblich  
20 sind, beispielsweise kann ein Datenvolumen der Größe 2563 mittels eines Feldkamp-Algorithmusses in ungefähr 15 Minuten rekonstruiert werden. Bei iterativen Rekonstruktionsverfahren verlängert sich diese Zeit ungefähr um die Anzahl der benötigten Iterationen, welche typischerweise in

der Größenordnung einiger zehn Schritte liegt. Derartige Rechenzeiten sind jedoch von einer Echtzeit-Rekonstruktion weit entfernt und, insbesondere wenn die entsprechenden Einrichtungen im Zusammenspiel mit einer Positionskontrolle bzw. -überwachung genutzt werden soll, nicht  
5 akzeptabel.

Es bestehen Ansätze, die benötigten Rechenzeiten zu verkürzen. Beispielsweise wird von T. Bortfeld in "optimized planning using physical objectives and constraints", Sem. In Rad. Onc., 9: 20-34 (1999) vorgeschlagen, bei einer Parallelstrahlgeometrie und einer gemeinsamen Dreh-  
10 achse, die Eigenschaft der Radontransformation auszunutzen, dass im Furierraum die Projektion eine Ebene der Furierttransformierten des Volumens darstellt, so dass man die Rücktransformation durch Neuabtasten im Furierraum und Rücktransformation (Furier-Slice-Theorem) erhält. Diese Möglichkeit ist jedoch auf lediglich die beschriebenen Geometrien be-  
15 schränkt. Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, die Rechengeschwindigkeit zu erhöhen, indem der Algorithmus parallelisiert wird. Nach Sasaki T, Fukuda Y. in "reconstruction of 3-D X-ray computerized tomography images using a distributed memory multiprocessor system", transaction of the information processing society of Japan, vol. 38, no. 9,  
20 Sept. 1997, Seiten 1681 bis 1693, und nach Dehner G, Herbert M. in "vector computing in CT image reconstruction-algorithm, data rate, compute power, parallel processing" in SPEEDUP, vol. 9, no. 2, Dec. 1995, Seiten 41 bis 47 (Schweiz) ist eine derartige Parallelisierung ohne Prob-

leme möglich. Es hat sich jedoch herausgestellt, dass bei einer derartigen Parallelisierung die Performance leider nahezu linear anwächst, da das Verfahren im Wesentlichen speicherbegrenzt ist. Die eigentliche Rechenoperation läuft in der Regel schneller als das Lesen der dafür notwendigen Daten. Da die Rechengeschwindigkeit der Prozessoren immer größer wird, die Speicherbandbreite (die Zahl der pro Zeit auslesbaren Daten) aber nur langsam zunimmt, wird dieses Verhältnis ungünstiger. Insofern ist durch die Parallelisierung theoretisch eine beliebige Performancesteigerung möglich, was jedoch nur zu Lasten extremer Verteuerung der Hardware realisierbar ist. Eine Alternative besteht in der Nutzung spezieller Hardware für die Rekonstruktion. Beispielsweise konnte von Ajakuijala J, Jaske UM, Sallinen S, Hehminen H, Laitinen J in "reconstruction of digital radiographs by texture mapping, ray casting and splatting", proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society" "Bridging Disciplines for Biomedicine" Cat. No. 96CH36036) IEEE. Part vol. 2, 1997, Seiten 643 bis 645 vol. 2. New York, NY, USA dargelegt werden, dass mit Texture Mapping auf 3D-Graphikkarten (OpenGL-Implementierung) die CT-Rekonstruktion beschleunigt werden kann. Allerdings sind derartige Systeme nur bedingt zur Parallelverarbeitung geeignet und nicht zu skalieren. Weiterhin besteht nach Tresp V, Snell R, Gmitro AF in "videographic tomography II reconstruction with fan-beam projection data" IEEE transaction on medical imaging, vol. 13, no. 1, March 1994, Seiten 137 bis 143, USA die Möglichkeit, den rechenaufwendigen Teil

143, USA die Möglichkeit, den rechenaufwendigen Teil optisch zu lösen, was sich jedoch in der Praxis nicht durchsetzt.

Es ist Aufgabe vorliegender Erfindung, ein Verfahren bzw. eine Vorrichtung zur Bildrekonstruktion eines Raumvolumens aus akquirierten Projektionen bereit zu stellen, bei welchem unter minimalen Hardwareaufwand  
5 eine möglichst hohe Verarbeitungsleistung erreicht wird.

Gelöst wird diese Aufgabe einerseits durch ein Verfahren zur Bildrekonstruktion eines Raumvolumens aus akquirierten Projektionen, bei welchem während eines Rekonstruktionsschrittes jede akquirierte Projektion  
10 einmal einer Datenverarbeitung aus einem Speicher für die akquirierten Projektionen zugeführt und die Intensität eines Voxels des rekonstruierten Raumvolumenbildes während des Rekonstruktionsschrittes je für das Voxel relevanter Projektion aktualisiert wird. Auf diese Weise ist es möglich, die Zahl der zu ladenden Projektionen zu minimieren und somit  
15 durch Reduktion der Anzahl der zeitaufwendigsten Speicheraktionen, nämlich dem Einlesen von Projektionsdaten, die Gesamtzeit für die Verfahrensdurchführung auf ein Minimum zu reduzieren.

Hierbei kommt es bei dem vorliegenden Verfahren jedoch nicht, wie beispielsweise bei dem Verfahren nach der DE 42 24 568 A1, darauf an, aus  
20 einem dreidimensionalen Datensatz ein zweidimensionales Schattierungsbild zu entwickeln, sondern es soll aus den einzelnen Projektionen der dreidimensionalen Datensatz ermittelt werden.

Je nach relativer Lage der Projektionsebenen zueinander kann es vorteilhaft sein, statt der jeweiligen Gesamtprojektionsebene lediglich Regionen einer Projektionsebene entsprechend zu behandeln. Dementsprechend wäre es dann erforderlich, bei Veränderung der Lage der Voxel andere Regionen aus den jeweiligen Projektionen zu wählen und für den jeweiligen Rekonstruktionsschritt zu verwenden. Hierbei versteht es sich, dass je nach Lage dieser Regionen bestimmte Bereiche einer Projektionsebene mehrfach in dieser Weise behandelt werden, wobei erfindungsgemäß jede Region in seiner besonderen Form nur einmal geladen werden soll. Insbesondere lässt sich hierdurch der gesamte Hardwarebedarf reduzieren, da für die Speicherung der in den Projektionen enthaltenen relevanten Information nur der hierfür unbedingt notwendige Speicherbedarf bereit gestellt werden muss. Insbesondere diese Vorgehensweise reduziert den Speicherbedarf für einen Zwischenspeicher bzw. einen Cache, in dem diese Informationen bereitgestellt werden können.

Andererseits wird diese Aufgabe durch eine Vorrichtung zur Bildrekonstruktion eines Raumvolumens aus akquirierten Projektionen mit einem Speicher für die akquirierten Projektionen und einem Speicher für das rekonstruierte Raumvolumenbild gelöst, bei welcher diese Speicher durch eine Datenverarbeitung miteinander verknüpft sind und welche sich dadurch kennzeichnet, dass die Datenverarbeitung mindestens zwei Bearbeitungspipelines umfasst, die einerseits je mit mindestens einem Speicherbereich eines Projektionscache für eine Projektion oder eine Region einer



Projektion und andererseits mit mindestens einem Speicherbereich eines  
Voxelzwichenspeichers verbunden sind, wobei der Voxelzwichenspei-  
cher mit dem Speicher für das rekonstruierte Raumvolumenbild und der  
Projektionscache mit dem Speicher für die akquirierten Projektionen ver-  
5 knüpft ist.

Auf einer derartigen Vorrichtung ist das vorbeschriebene Verfahren bei-  
spielsweise durchführbar, wobei die Verarbeitungsgeschwindigkeit schon  
deutlich über den Geschwindigkeiten herkömmlicher Systeme liegt. Ande-  
rerseits ist unter Beibehaltung dieses Vorzuges auch eine andere Verfah-  
10 rensführung auf einer derartigen Anlage denkbar.

Vorzugsweise werden somit mehrere Projektionen bzw. Regionen dieser  
Projektionen parallel verarbeitet, so dass diese lediglich einmal geladen  
werden müssen, wobei insbesondere bei einer derartigen Anordnung für  
eine einmal geladenen Projektion bzw. Region einer Projektion alle rele-  
15 vanten Voxel entsprechend der Rekonstruktionsvorgaben bearbeitet wer-  
den.

Insbesondere kann in einem Unterschritt der Rekonstruktion ein Subwür-  
fel aus dem Voxelraum bearbeitet werden, wobei aus Effektivitäts- und  
somit Geschwindigkeitsgründen eine derartiger Subwürfel in dem Vo-  
20 xelzwichenspeicher abgelegt wird. Durch die Ablage des Subwürfels in  
den Zwischenspeicher stehen diese Intensitätsdaten für die Auswertung in  
dem Zwischenspeicher zur Verfügung und es ist nicht nötig, die jeweili-

gen Daten aus dem eigentlichen Speicher für das rekonstruierte Raumvolumenbild zu entnehmen, was wegen dessen Größe normalerweise sehr zeitaufwendig ist. Für das Füllen des Zwischenspeichers kann bei einem derartig geführten Verfahren ein gesonderter Algorithmus bzw. eine gesonderte Hardwarestruktur genutzt werden.

Insbesondere im Zusammenspiel mit mehreren Bearbeitungspipelines bzw. der vorbeschriebenen Parallelrechnerstruktur - aber auch unabhängig hiervon - kann eine Bearbeitung des gesamten Raumvolumenbildes in Form geeignet gewählter Subwürfel auch unabhängig von der übrigen Verfahrensführung vorteilhaft die Verarbeitungsgeschwindigkeit erhöhen. Dieses insbesondere dann, wenn der entsprechende Voxelzwischenspeicher als Schieberegister ausgebildet ist.

Wie bereits vorstehend angedeutet, kann es vorteilhaft sein, in einem Rekonstruktionsunterschritt zunächst eine Auswahl von Voxeln zu bearbeiten, deren Projektionen auf einer gleichen Region einer Projektionsebene abgebildet werden. Hierdurch lassen sich die in dieser Region vorhandenen Projektionsinformationen in einem verhältnismäßig kleinem Speicher, insbesondere einem Cache zur Verfügung stellen, wobei durch einen Cache, unabhängig von der übrigen erfindungsgemäßen Verfahrensführung bzw. unabhängig von den übrigen Merkmalen der beschriebenen Vorrichtung, die Verarbeitungszeit verringert wird, da ein derartiger Cache wesentlich geringere Zugriffszeiten für eine mit diesem verbundene Rechereinheit aufweist.

Die entsprechende Region kann beispielsweise dadurch ermittelt werden, dass die jeweiligen Voxel jeweils auf die Projektionsebene projiziert und die jeweilige, überdeckte Fläche genutzt wird.

Vorzugsweise ist diese Auswahl von Voxeln ein vorbeschriebener Subwürfel, wodurch sich die Vorteile der vorbeschriebenen Lösungsansätze summieren. Es versteht sich, dass die Subwürfel nicht zwingend eine Würfelform aufweisen müssen, vielmehr kann jede Voxelmenge, vorzugsweise jede einfach zusammenhängende Voxelmenge zur Anwendung kommen, wenn hierdurch die Zahl der Projektionen bzw. Regionen, die hintereinander für eine Folge bestimmter Rekonstruktionsschritte benötigt wird, reduziert werden kann.

Die Verwendung eines Voxelzischenspeichers ist auch unabhängig von einem Projektionscache bzw. einer Parallelrechnerstruktur vorteilhaft, da sich durch einen derartigen Zwischenspeicher die Zugriffszeiten der Recheneinheit verkürzen lassen, da ein großer Hauptspeicher, wie er für die Aufnahme der gesamten, rekonstruierten Bildinformation benötigt wird, wesentlich langsamere Zugriffsgeschwindigkeiten aufweist.

Um die Bearbeitungszeit weiter zu reduzieren, kann ein zweiter Voxelzischenspeicher vorgesehen sein, der alternativ zu dem ersten Voxelzischenspeicher mit der Bearbeitungspipeline verbunden werden und unabhängig von dem ersten Voxelzischenspeicher mit dem Speicher für das rekonstruierte Raumvolumenbild Daten austauschen kann. Insofern

kann einer der beiden Voxelzwichenspeicher mit dem Speicher für das rekonstruierte Raumvolumenbild Daten austauschen, während der andere Voxelzwichenspeicher für die Rechenoperationen genutzt wird. Ist der Rechenvorgang beendet, so können durch einen einfachen Umschalter  
5 diese Verbindungen getauscht werden. Auf diese Weise werden Totzeiten durch den Datenaustausch zwischen Voxelzwichenspeicher und Speicher für das rekonstruierte Raumvolumenbild vermieden.

Des weiteren schlägt die Erfindung eine Vorrichtung zur Bildrekonstruktion eines Raumvolumens aus akquirierten Projektionen mit einem Speicher für die akquirierten Projektionen und einem Speicher für das rekonstruierte Raumvolumenbild, die über eine Datenverarbeitung miteinander  
10 verknüpft sind, vor, bei welcher die Speicherbandbreite unter der Verarbeitungsleistung des Gesamtsystems liegt. Eine derartig ausgerichtete Vorrichtung ist in der Lage, schneller zu arbeiten, als dieses die Speicher ermöglichen und bedingt somit, dass die Hardware optimal genutzt wird. Vorzugswiese werden Speicherbandbreite und Verarbeitungsleistung in  
15 Voxel/Sekunde verglichen, wobei hier auch andere Kriterien, die einen Vergleich zwischen der Leistung der Speicher für das rekonstruierte Raumvolumenbild und für die akquirierten Projektionen mit der Verarbeitungsleistungen erlauben, möglich sind.  
20

Es versteht sich, dass in vorliegendem Zusammenhand der Begriff "Raumvolumenbild" jede Darstellung umfasst, in der in den Projektionen enthaltene Information dreidimensional rückermittelt und gespeichert ist.

Insbesondere kann es sich hierbei um eine Intensitätsverteilung in einem Voxelraum handeln. Selbiges gilt auch für die "Projektionen".

Weitere Eigenschaften, Ziele und Vorteile der Erfindung werden anhand nachfolgender Beschreibung anliegender Zeichnung erläutert, in welcher  
5 beispielhaft erfindungsgemäße Verfahrensschritte sowie eine Rechnerarchitektur erläutert ist. In der Zeichnung zeigen:

- Fig. 1 eine schematische Darstellung einer Röntgenanlage;
- Fig. 2 die Röntgenanlage nach Fig. 2 im Schnitt;
- Fig. 3 eine schematische Rechnerarchitektur für die Rückprojektion;
- 10 Fig. 4 eine weitere Rechnerarchitektur für die Rückprojektion;
- Fig. 5 eine schematische Darstellung der Rechnerstruktur nach Figur 3 mit der Verknüpfung zwischen Volumen und Projektion;
- Fig. 6 einen Verfahrensablauf mit der Rechnerarchitektur nach den  
15 Figuren 3 bis 5;
- Fig. 7 die Auswahl eines Subwürfels;
- Fig. 8 die Auswahl geeigneter Regionen für eine Anzahl mehrere Subwürfel bzw. Voxel;
- Fig. 9 mehrere Projektionsebenen für einen Subwürfel;

Fig. 10 eine mögliche Anordnung von Projektionen und zu rekonstruierendem Bildraum;

Fig. 11 die Auswahl einer Voxelscheibe, einer in der Voxelscheibe gewählten Voxelzeile bzw. eines in der Voxelzeile gewählten Voxelwürfels;

Fig. 12 eine Rechnerstruktur nach dem Stand der Technik mit mehreren parallelen Projektionsspeichern; und

Fig. 13 eine Rechnerstruktur nach dem Stand der Technik mit mehreren parallelen Speichern für die Intensitätsinformationen.

10 Bei der in Fign. 1 und 2 schematisch dargestellten Röntgenanlage wird eine Person 1 mittels einer Strahlenquelle 2 durchstrahlt. Hierdurch können mit einem entsprechenden Detektor Projektionen 3 aufgenommen werden, die letztlich die Wechselwirkung des entsprechenden Strahlenkegels 4 mit dem Körper der durchstrahlten Person widerspiegeln. Die  
15 Strahlenquelle 2 und der entsprechende Detektor sind um die Person rotierbar angeordnet, so dass verschiedene Projektionsrichtungen aufgenommen werden können. Es versteht sich, dass statt einer derartigen Einrichtung auch andere Einrichtungen, bei denen eine Rückprojektion notwendig ist, zur Anwendung kommen können. Insbesondere können auch  
20 Gegenstände entsprechend untersucht werden.

Die ermittelten Projektionen 5 werden in einem entsprechenden Speicher 6 für die akquirierten Projektionen abgelegt. Aus diesen soll ein Raumvolumenbild ermittelt werden, welches in einem Speicher 7 für das rekonstruierte Raumvolumenbild abgelegt wird (siehe Figuren 1 bis 5).

- 5 Die beiden Speicher 6 und 7 sind über eine Datenverarbeitung 8 miteinander verknüpft, wobei bei den in Figuren 3 und 4 dargestellten Ausführungsbeispielen die Datenverarbeitung 8 einen Projektionscache 9 umfasst. In diesen Projektionscache 9 können nach Bedarf Daten aus dem Projektionsspeicher 6 abgelegt werden. Der Projektionscache 9 weist ein-  
10 zeln Speichersegmente 10 auf, in welche jeweils übermittelte Pixeldaten einer Projektionsebene abgelegt werden. Je Speichereinheit 10 ist eine Hardware- beziehungsweise Bearbeitungspipeline 11 vorgesehen, welche einer Zelle 12 eines als Schieberegister ausgebildeten Voxelzwischenspeicher 13 zugeordnet ist. Die Hardwarepipeline 11 liest für das in dem  
15 Speicher 12 abgelegte Volumenelement die notwendigen Projektionspixel aus dem Projektionsspeicher 9. Dann berechnet sie den Beitrag für das Volumenelement, der zu dem bisherigen Beitrag des Volumenelementes zuaddiert wird. Hierbei werden im vorliegenden Ausführungsbeispiel zur Rückprojektion die Intensitäten längs der Strahlen „Quelle-  
20 Projektionspixel“ gleichmäßig über die betreffenden Voxel verteilt, wobei – je nach konkreter Ausführungsform – noch eine Funktion vorgesehen sein kann, welche eine geometrische Abschwächung berücksichtigt.

Hierbei muss für jedes Voxel ausgehend von jeder Projektion berechnet werden, auf welchen Punkt das Zentrum des Voxels abgebildet wird. Die Intensität des Punktes in der Projektionsebene 5 wird in der Regel durch bilineare Interpolation der benachbarten Pixelintensitäten berechnet. Der  
5 ermittelte Wert wird dann mit dem inversen Quadrat des Abstandes „Quelle-Voxel“ multipliziert und zum bisherigen Beitrag im Voxel addiert.

Da alle Hardwarepipelines 11 synchron arbeiten, werden sie zur gleichen Zeit fertig. Daraufhin werden die Ergebnisse in dem Schieberegister 13  
10 ein Speicherelement 12 weiter geschoben, sodass für jedes Volumenelement der Beitrag der nächsten Projektionsebene bestimmt wird.

Sind die Beiträge aller Projektionsebenen berechnet und akummuliert worden, so werden die jeweiligen Daten wieder in den Speicher 7 zurückgeschrieben.

15 Um die Zeit für das Rückspeichern sowie das neue Abspeichern der jeweiligen Daten von dem Voxelzwischenpeicher 13 zu dem Speicher 7 nicht ungenutzt verstreichen zu lassen, ist bei der Ausführungsform nach Figur 4 ein zweiter Voxelzwischenpeicher 14 vorgesehen, der während der Umspeichervorgänge des ersten Voxelzwischenpeichers 13 mit den  
20 Hardwarepipelines 11 verbunden wird. Auf diese Weise werden die Parallelprozessoren der Hardwarepipelines 11 optimal genutzt. Während der Berechnung der in dem Zwischenpeicher 14 gespeicherten Voxel wird



der Voxelzwischenspeicher 13 entsprechend geleert und neu geladen, so-  
dass er dann für weitere Berechnungen zur Verfügung steht, sowie die  
Berechnungen für die Daten in dem Voxelspeicher 14 abgeschlossen wer-  
den. Daraufhin wird der Voxelspeicher 13 wieder mit den Hardwarepipe-  
5 lines 11 verbunden, während für den Voxelspeicher 14 der Datenaus-  
tausch mit dem Speicher 7 vorgenommen wird.

Zwar ist es denkbar, dass jeweils sämtliche Daten einer Projektionsebene  
5 in den Projektionscache 9 eingelesen werden. Da jedoch das Volumen  
des Voxelzwischenspeichers 13 begrenzt ist, würde eine große Zahl re-  
dundanter Daten geladen werden, weil je Projektion für ein bestimmtes  
10 Voxel nur sehr kleine Regionen relevant werden können. Insofern ist es  
vorteilhaft, nur derartige Regionen, wie sie beispielsweise in Figur 5 mit  
der Ziffer 15 bezeichnet sind, zu laden. In vorliegendem Zusammenhang  
wird unter dem Begriff „Region“ eine verhältnismäßig geringe Menge an,  
15 vorzugsweise einfach zusammenhängenden, Pixeln verstanden, wobei die  
Größe der Menge derart gewählt ist, dass diese Pixelmenge ohne weiteres  
in den Projektionscache 9 geladen werden kann.

Prinzipiell können in den Projektionscache 9 und in dem Voxelzwi-  
schenspeicher 13 bzw. 14 beliebige Voxel bzw. Projektionen 5 oder Re-  
20 gionen 15 geladen werden. Vorzugsweise werden jedoch die in den Pro-  
jektionscache 9 eingelesenen Regionen 15 miteinander korreliert. Die  
Korrelation kann derart gewählt werden, dass aus dem zu rekonstruieren-  
den Bildraum 16 ein Subwürfel 17 gewählt wird, dessen Zahl an Voxeln

vorzugsweise der Zahl der Speicherelemente 12 in dem Voxelzwischenspeicher 13 bzw. 14 entspricht. Beispielhaft ist in Figur 7 ein Subwürfel 17 mit vier Voxeln Kantenlänge dargestellt, der in einem Voxelzwischenspeicher 13 mit 64 Speicherelementen abgelegt werden kann.

- 5 In den Projektionscache 9 werden dann alle die Regionen 15 geladen, welche die jeweiligen relevanten Bilddaten korrespondierend zu der jeweiligen Projektionsrichtung enthalten, wie dieses beispielhaft in Figuren 5 und 9 dargestellt ist. Sowie die entsprechenden Projektionsdaten geladen sind, können die jeweiligen Berechnungen durchgeführt werden, wobei
- 10 durch das Schieberegister parallel sämtliche Voxel des Subwürfels 17 für die jeweilige in dem Projektionscache 10 geladenen Regionen 15 berechnet werden. Zwar sind idealer Weise in dem Projektionscache 9 sämtliche Projektionsrichtungen abgelegt. Es kann jedoch eine Kosten-Nutzen-Abwägung vorgenommen werden, nachdem lediglich ein Teil der notwendigen Projektionen 5 in dem Projektionscache 9 abgelegt ist und zwischenzeitlich ein entsprechender Datenaustausch vorgesehen ist.
- 15

Der somit durchgeführte Verfahrensablauf ist in Figur 6 dargestellt. Zunächst wird ermittelt, welche Regionen 15 der Projektionsebene 5 zu einem entsprechenden Subwürfel 17 beitragen. Dieses kann bei der Programminstallation bzw. bei der Konzipierung der Hardwarestruktur bereits erfolgen. Anschließend werden jeweils für einen Subwürfel in einer inneren Schleife sämtliche Beiträge der Projektionen für ein entsprechendes Voxel ermittelt, wobei der Subwürfel 17 mittels des Schieberegisters

20

13 abgearbeitet wird. Anschließend wird ein weiterer Subwürfel 17 gewählt, wobei nach Möglichkeit die hierbei berücksichtigten Regionen beibehalten werden und nur selektiv einzelne Regionen 15 ausgetauscht werden brauchen. Gegebenfalls wird allerdings der Satz an Regionen 15  
5 komplett ausgetauscht.

Da bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel davon ausgegangen wird, dass die Zahl der Projektionen 5 die Zahl der Speicher 10 des Projektionscache 9 übersteigt, wird, wenn sämtliche Subwürfel 17 des Volumens 16 abgearbeitet sind, ein kompletter neuer Satz Projektionsrichtungen  
10 bzw. Projektionen 5 gewählt, und es werden die Beiträge dieser Projektionen entsprechend bestimmt.

In einer konkreten Ausführungsvariante basiert das Rekonstruktionsverfahren im wesentlichen auf zwei Schritten: zuerst werden die Daten gefiltert, dann die Rückprojektion durchgeführt. Ohne Beschränkung der  
15 Allgemeinheit kann man dabei annehmen, dass sich die Röntgenanlage um eine Achse gedreht hat, die parallel zu der Normalen einer der Seitenflächen des Volumenwürfels bzw. des zu rekonstruierenden Bildraums 16 liegt (vergl. Fig. 10). Im Rückprojektionsschritt können dann Voxelscheiben 17A der Dicke N parallel zu dieser Seitenfläche getrennt betrachtet  
20 und aus entsprechenden Projektionszeilen 5A (exemplarisch in Fig. 10 beziffert) der Projektionen 5 rekonstruiert werden. Aus diesen Scheiben können entsprechend Fig. 11 Voxelwürfel 17 der Größe  $N \times N \times N$  gelesen werden, wobei dieses vorzugsweise iterativ nach Voxelzeilen 17B erfolgt.

Der Beitrag eines Stapels von  $N \times N \times N$  Projektionen (Projektionsblock) auf jedes der Voxel dieses ausgelesenen Würfels wird berechnet und auf die aktuellen Werte der Voxel addiert.

Die Projektionen 5 können dann jeweils in ihren für eine Voxelscheibe 5 17A relevanten Zeilen 5A zur Berechnung der einzelnen Voxel genutzt werden. Insbesondere kann, wenn die Teile der Projektionen 5, welche die jeweilige Voxelwürfel-Scheibe 17A betreffen, für alle Projektionen 5 geladen sind, der Beitrag zu der gesamten Voxelwürfel-Scheibe 17A berechnet werden. Daher enthält vorzugsweise jede Pipeline 11 genügend 10 Speicher für diese Daten. Aufgrund dieser geeigneten Anordnung von Projektion zu Volumen kann man davon ausgehen, dass es sich um mehrere benachbarte Zeilen in dem Projektionsbild handelt. Damit das Verfahren noch effizienter arbeitet, werden vorzugsweise die einzelnen Zeilen während der Berechnung nachgeladen (2-way-memory), um Zugriffskonflikte zu vermeiden, bzw. mehrere Speicherbänke genutzt. 15

Die Größe des Speichers beträgt bei dieser Ausführungsvariante vorzugsweise ca. Voxelwürfelbreite \* Seitenlänge des Projektionsbildes (typischerweise 512 oder 1024) Werte (typischerweise 16 Bit). Die Voxelwürfelbreite ist typischerweise 4 (da 64 Pipelines  $4 \times 4 \times 4$  entsprechen), 20 d.h. es ist für jede Pipeline ein Puffer der Größe  $4 \times 2 \text{ Byte} \times 1024 = 8 \text{ kByte}$  notwendig, insgesamt also 512 kByte Pufferspeicher. Für jede der 64 Pipelineinstufen werden vorzugsweise 8 Multiplizierer genutzt, d.h. 512 Multiplizierer insgesamt.

Der Berechnungsablauf sieht dann vorzugsweise wie folgt aus:

Für jede Scheibe der Dicke N // Rückprojektionsschritt			
Für jeden Projektionsblock			
	schreibe die Zeilen in das Projektionscache, die für die Scheibe benötigt werden		
	Für jeden Würfel der Größe NxNxN der Scheibe		
		lese den Würfel in das Schieberegister mit NxNxN Register	
		führe NxNxN mal aus	
			schiebe die Voxel im Schieberegister um eine Stelle weiter
			Parallel: für jedes Schieberegister
			berechne den Beitrag der dazugehörigen Projektionsebene zum Voxel im Register
			addiere diesen Beitrag auf das Voxel
	schreibe Würfel auf Volumenspeicher zurück		

Insofern können insbesondere gleichzeitig Würfel und Zeilen von mehreren Projektionen gleichzeitig geladen gehalten und über den Schieberegis-

termechanismus jedes Voxel des Würfels mit jeder der geladenen Projektionen zusammengebracht werden. Dieses hat den Vorteil, dass die berechnete Scheibe nach Durchlauf durch alle Projektionen fertig ist und fast alle verwendeten Zeilen der Projektionen nicht mehr geladen werden müssen.

Beispielhaft sind in den Figuren 12 und 13 Ausführungsbeispiele nach dem Stand der Technik dargestellt, wobei diese jeweils parallele Strukturen 108 bzw. 208 aufweisen, jedoch entweder die Projektionsebenen 105 in mehreren Speichern 106 oder aber die Voxelräume 207 in Parallelspeichern abgelegt sind, wodurch die Kosten erheblich steigen.

Vorliegende Erfindung kann beispielsweise in einer C-Arm-Angiographieanlage oder an eine Linearbeschleunigung in Verbindung mit electronic portal image device (EPID) umgesetzt werden. Die Rekonstruktion kann beispielsweise durch eine gefilterte Rückprojektion bzw. durch imperative Verfahren erfolgen. Für die gefilterte Rückprojektion werden die Projektionsdaten zunächst ortsabhängig gewichtet und einer Filterung unterworfen. Bei einer Implementierung der Filterung im Frequenzraum unter Anwendung einer gut optimierten Software zur Fouriertransformation kann der Schritt als relativ zeitunkritisch angesehen werden. Zur Rückprojektion der gefilterten Profile werden diese sowie ein mit null initialisierter Volumendatensatz zunächst in den Speicher der entsprechenden Anlagenkarte geladen. Die Rückprojektion erfolgt wie vorstehend beschrieben. Bei dem iterativen Verfahren zur Bildrekon-

5 struktion ist in jedem Schritt eine Projektions- sowie eine Rückprojektionsoperation enthalten. Zur Realisierung einer effizienten Projektionsoperation (raytracing) sind bereits spezielle Verfahren und Architekturen bekannt. Für eine voxelbasierte Rückposition kann das vorstehende beschriebene Verfahren sowie die vorstehend beschriebene Vorrichtung zum Einsatz kommen.

10 Durch die Verwendung der vorgeschriebenen Architektur sowie des vorgeschriebenen Verfahrens können große Datenmengen rechtzeitig verarbeitet und rekonstruiert werden, sodass mit dem beschriebenen System mittels Hochenergie-CT beispielsweise online die Positionierung eines Patienten in einem Linearbeschleuniger verifiziert werden kann.

## Patentansprüche:

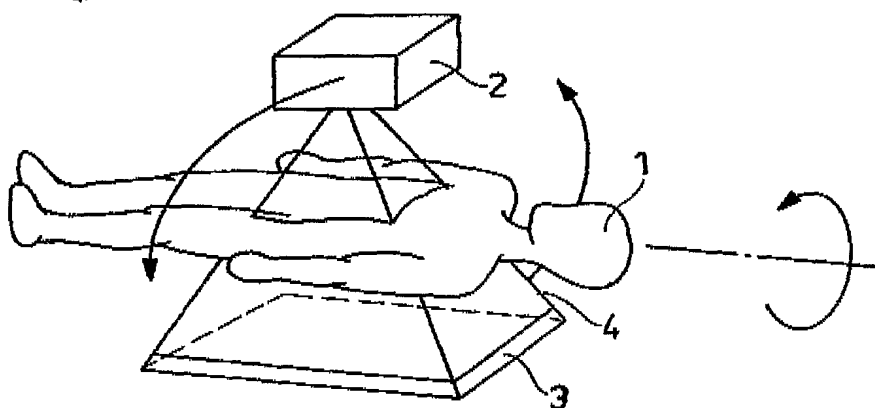
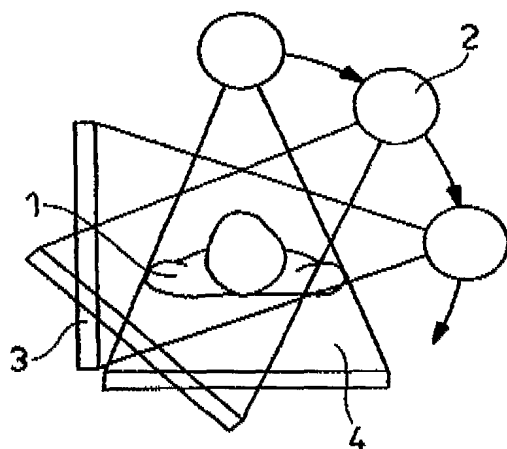
1. Verfahren zur Bildrekonstruktion eines Raumvolumens aus akquirierten Projektionen, bei welchem während eines Rekonstruktionsschrittes jede akquirierte Projektion bzw. jede Region einer akquirierten Projektion einmal einer Datenverarbeitung (8) aus einem Speicher (6) für die akquirierten Projektionen zugeführt und die Intensität eines Voxels des rekonstruierten Raumvolumenbildes während des Rekonstruktionsschrittes je für das Voxel relevanter Projektion bzw. Region aktualisiert wird.  
5
- 10 2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mehrere Projektionen bzw. Regionen von Projektionen parallel verarbeitet werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Projektionen bzw. Regionen von Projektionen zur Verarbeitung  
15 in einen Projektionscache (9) geladen werden.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass in einem Unterschritt der Bildrekonstruktion ein Subwürfel (17) bearbeitet wird, dessen Intensitätsinformation in einem Voxelzwischenspeicher (13) abgelegt und während der Bearbeitung  
20 anhand von Daten der Projektionen aktualisiert wird.



5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass in einem Unterschritt der Bildrekonstruktion eine Auswahl (17) von Voxeln bearbeitet wird, deren Projektion auf einer gleichen Region (15) einer Projektionsebene abgebildet werden.
- 5 6. Vorrichtung zur Bildrekonstruktion eines Raumvolumens (7) aus akquirierten Projektionen (5) mit einem Speicher (6) für die akquirierten Projektionen und einem Speicher (7) für das rekonstruierte Raumvolumenbild, die über eine Datenverarbeitung (8) miteinander verknüpft sind, dadurch gekennzeichnet, dass die Datenverarbeitung  
10 tung (8) mindestens zwei Bearbeitungspipelines (11) umfasst, die einerseits je mit mindestens einem Speicherbereich (10) eines Projektionscache (9) und andererseits je mit mindestens einem Speicherbereich (12) eines Voxelzischenspeichers (13) verbunden ist, wobei der Voxelzischenspeicher (13) mit dem Speicher (7) für das  
15 rekonstruierte Raumvolumenbild und der Projektionscache (9) mit dem Speicher (6) für die akquirierten Projektionen verknüpft ist.
7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Voxelzischenspeicher (13) als Schieberegister ausgestaltet ist.
8. Vorrichtung nach Anspruch 6 oder 7, gekennzeichnet durch wenigstens einen zweiten Voxelzischenspeicher (14) der alternativ zu dem ersten Voxelzischenspeicher (13) mit den Bearbeitungspipelines (11) verbunden werden und unabhängig von dem ersten Vo-  
20

xelzwischenspeicher (13) mit dem Speicher (7) für das rekonstruierte Raumvolumenbild Daten austauschen kann.

9. Vorrichtung zur Bildrekonstruktion eines Raumvolumens (7) aus akquirierten Projektionen (5) mit einem Speicher (6) für die akquirierten Projektionen und einem Speicher (7) für das rekonstruierte Raumvolumenbild, die über eine Datenverarbeitung (8) miteinander verknüpft sind, dadurch gekennzeichnet, dass die Speicherbandbreite unter der Verarbeitungsleistung liegt.

**Fig. 1****Fig. 2**

2 / 10

Fig. 3

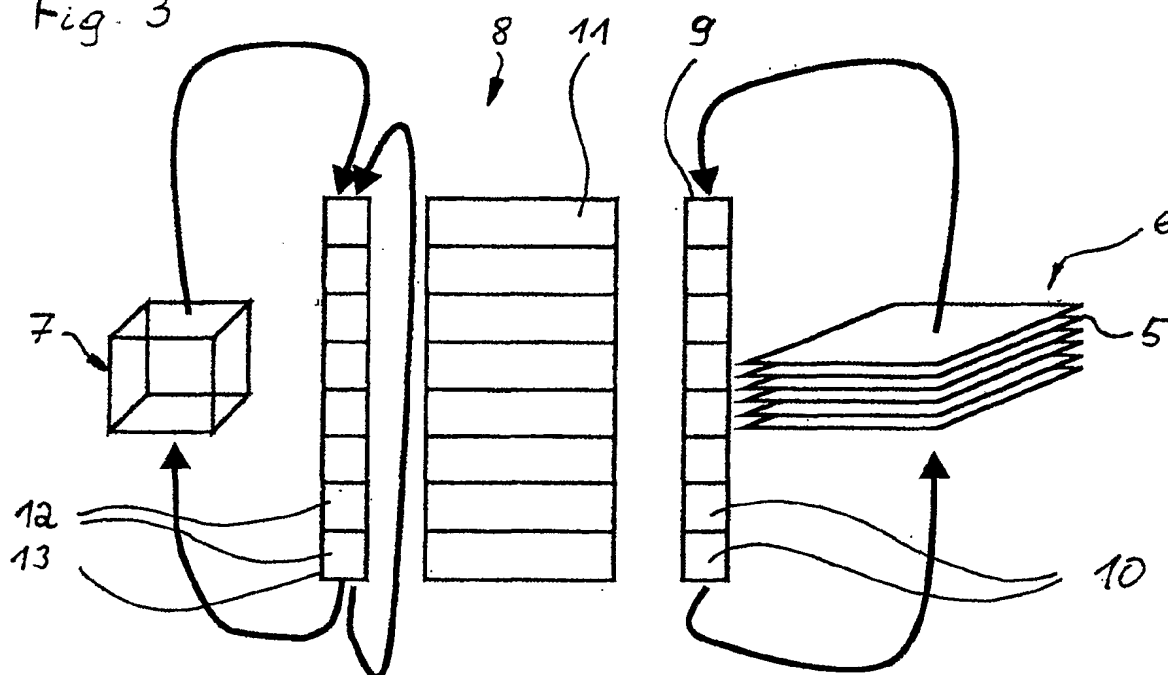


Fig. 4

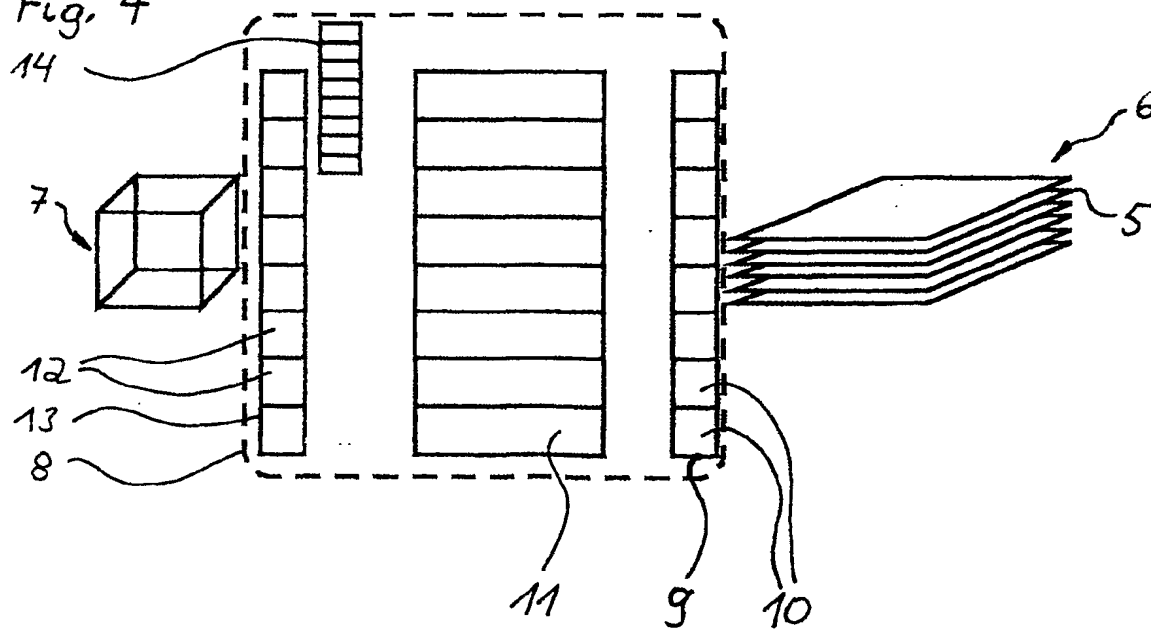
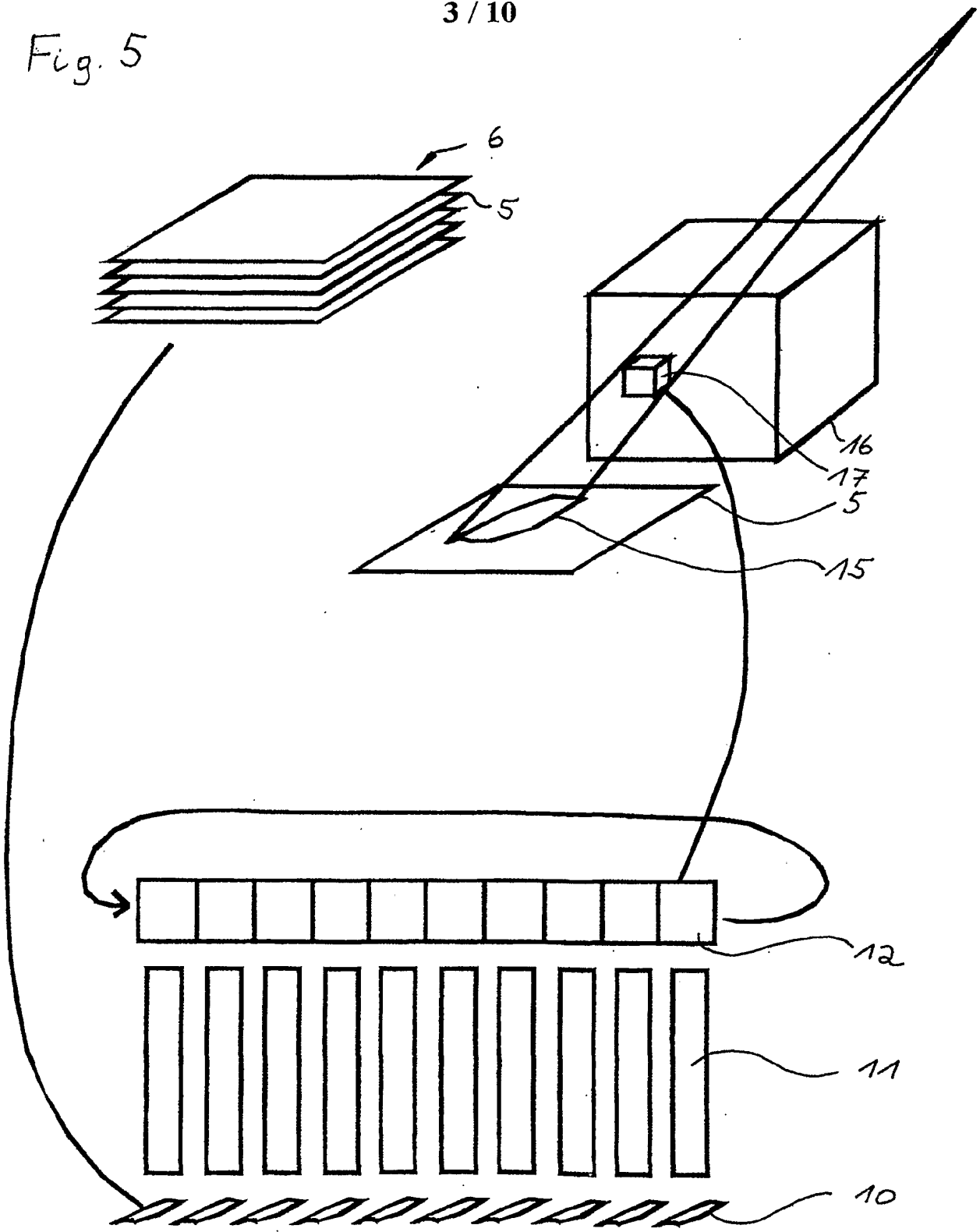


Fig. 5



4 / 10

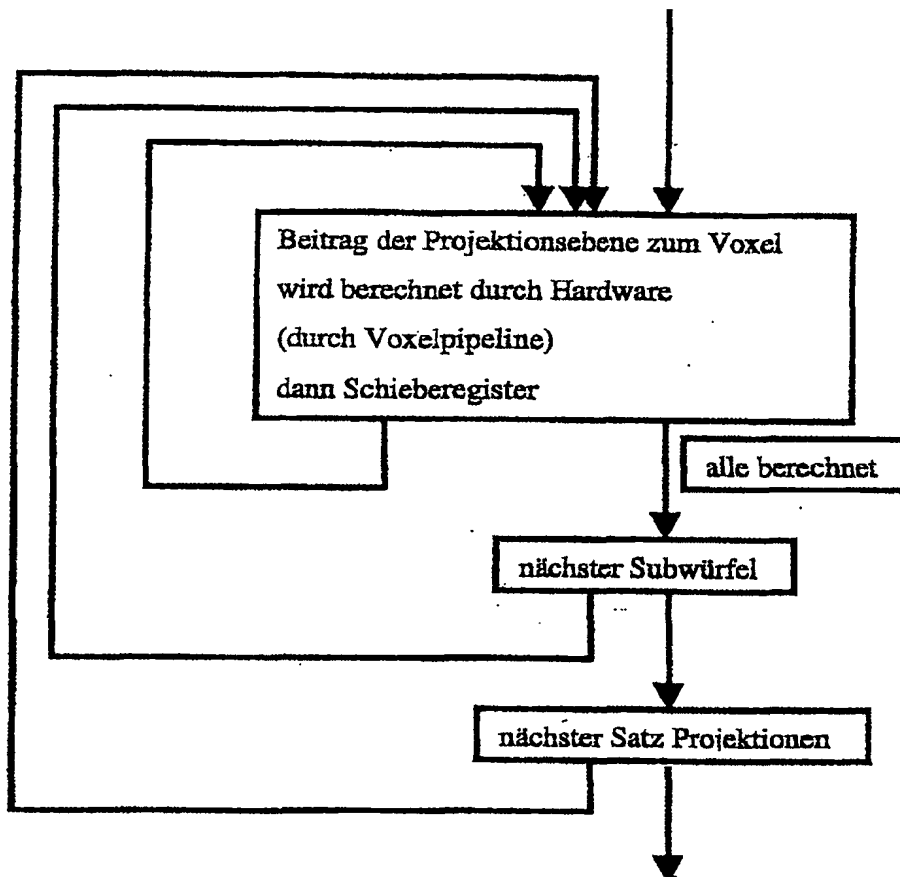


Fig. 6

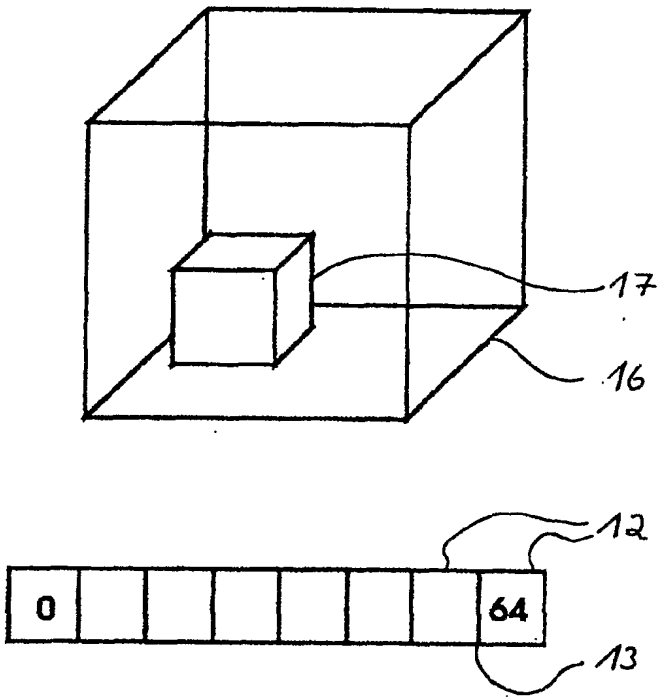
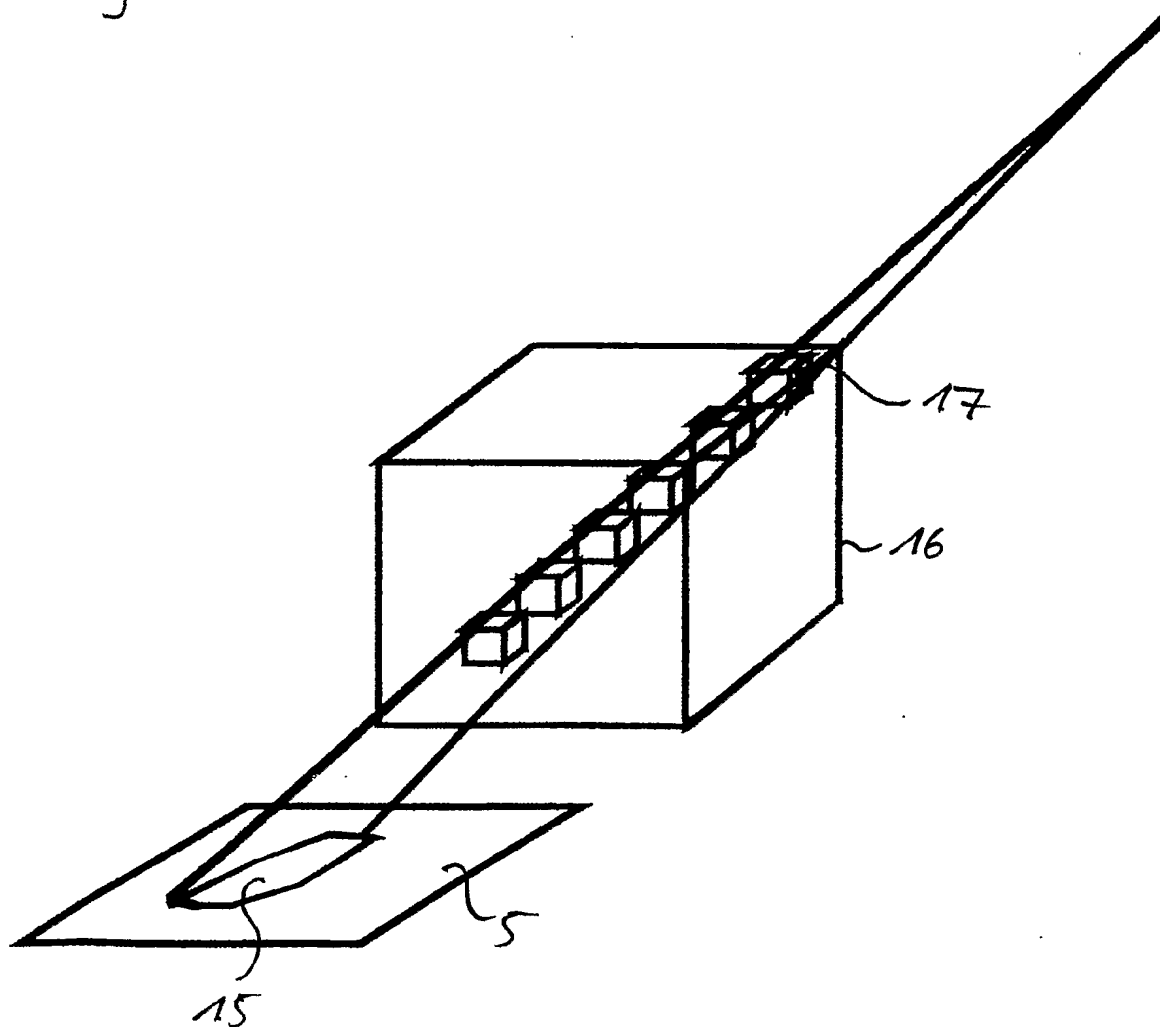


Fig. 7

6 / 10

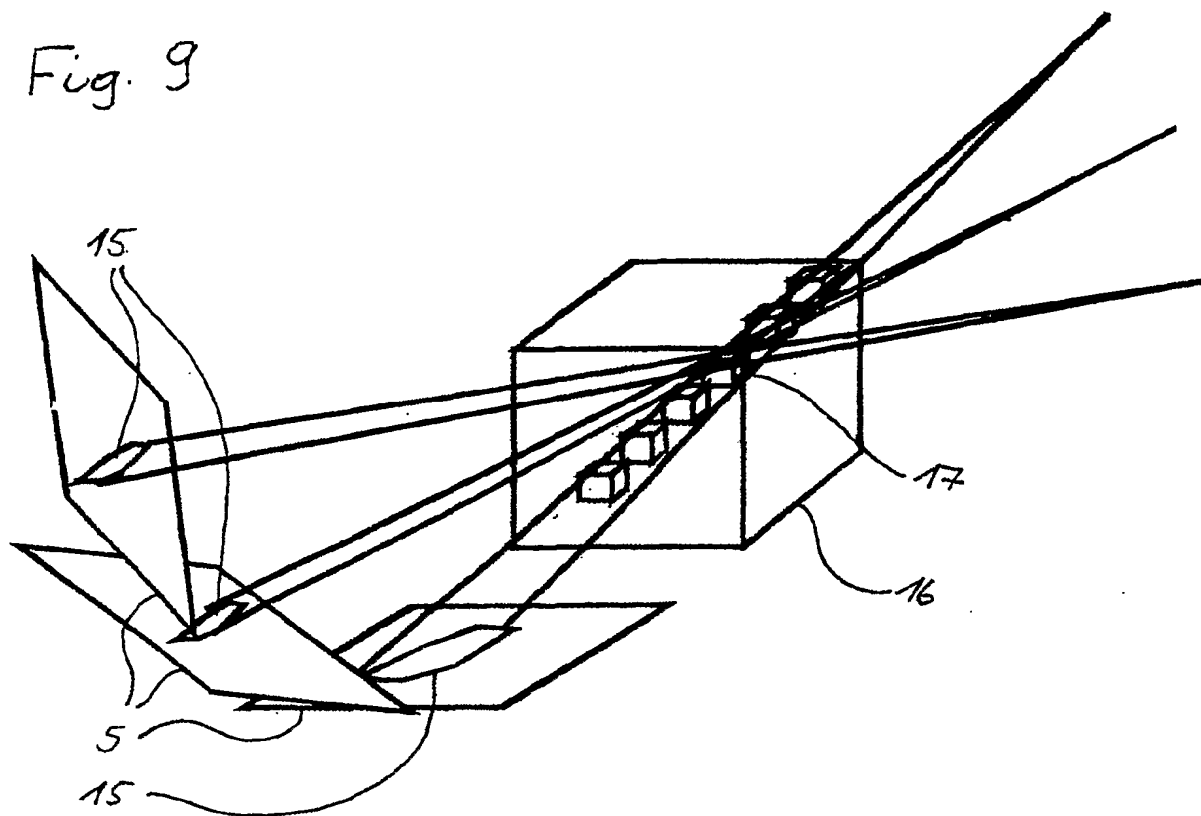
Fig. 8





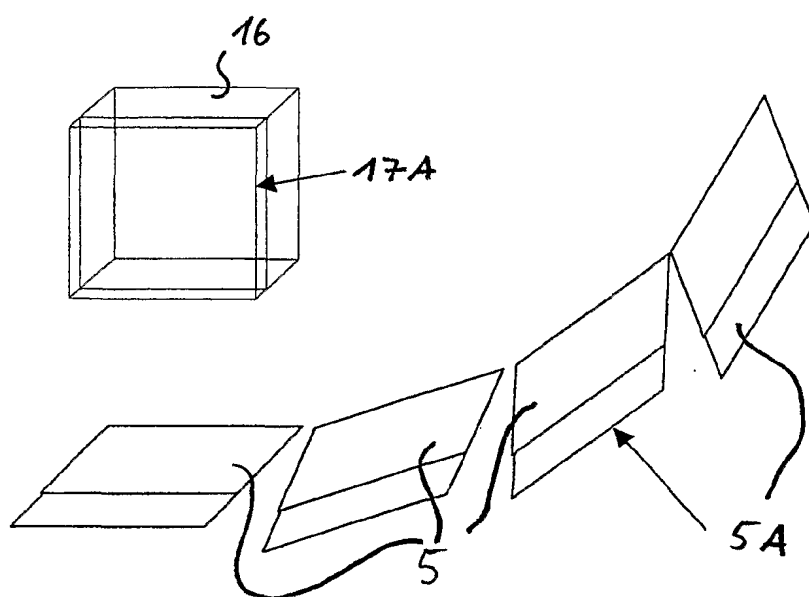
7 / 10

Fig. 9



8 / 10

Fig. 10



9 / 10

Fig. 11

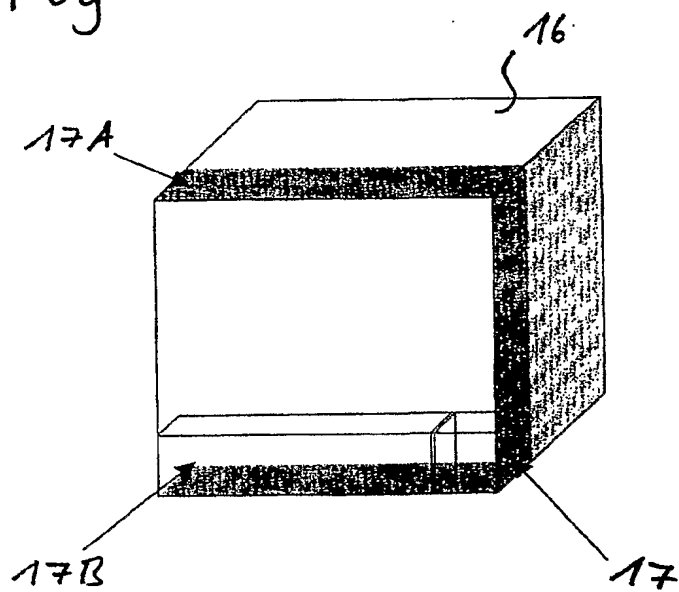


Fig. 12

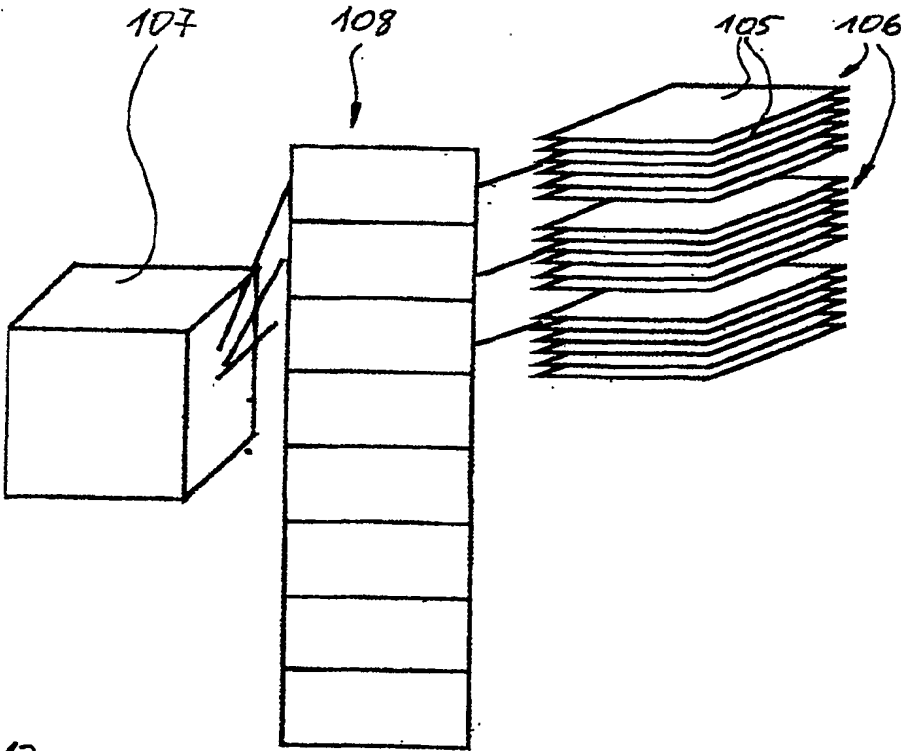
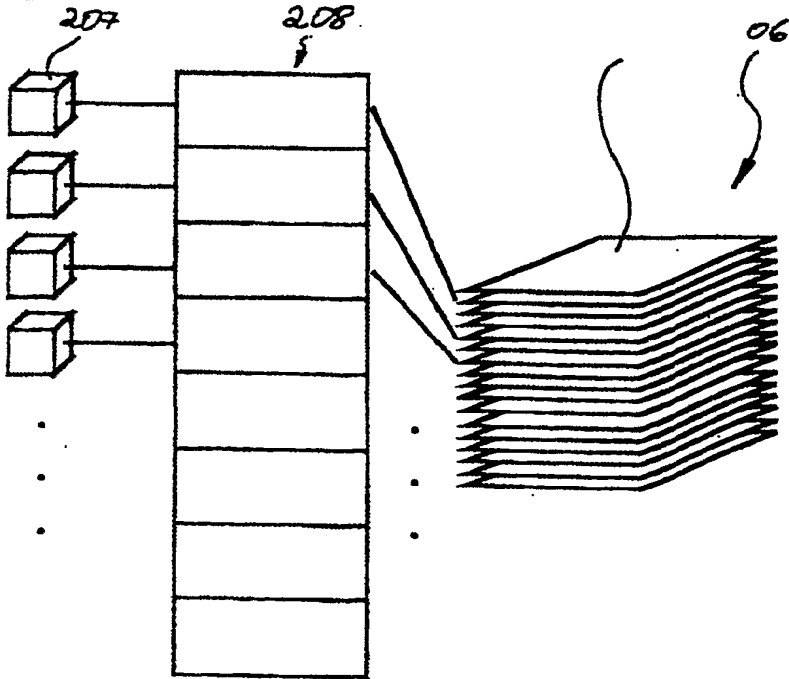


Fig. 13



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/DE 02/00266

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 G06T11/00 G06T1/60

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, INSPEC

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 339 091 A (YOKOGAWA MEDICAL SYST) 2 November 1989 (1989-11-02) page 1 -page 2; claims 1-4; figures 2,3	1-3,6-9
Y	----	4,5
Y	US 5 881 123 A (TAM KWOK) 9 March 1999 (1999-03-09) abstract; claim 1	4,5
X	----	
X	US 5 566 341 A (ROBERSON GEORGE P ET AL) 15 October 1996 (1996-10-15) abstract; claims 1,4,6,10; figures 1,6,9A	1-3,6-9
X	EP 0 950 985 A (PICKER INT INC) 20 October 1999 (1999-10-20) abstract; figures 1,3 paragraphs '0002!, '0032!, '0040!, '0045!	1
	-/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \*&\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

6 June 2002

Date of mailing of the international search report

21/06/2002

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Diallo, B

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/DE 02/00266

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>US 5 431 161 A (GOLDBERG EDWARD M ET AL)  11 July 1995 (1995-07-11)  abstract; claims 14,17,18; figures 4A-B  -----</p>	1,4,5

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE 02/00266

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0339091	A	02-11-1989	JP 2612440 B2	21-05-1997
			JP 63157275 A	30-06-1988
			DE 3751966 D1	09-01-1997
			DE 3751966 T2	12-06-1997
			EP 0339091 A1	02-11-1989
			WO 8804812 A1	30-06-1988
			US 5204943 A	20-04-1993
US 5881123	A	09-03-1999	US 5926521 A	20-07-1999
			DE 19929646 A1	03-02-2000
			JP 2000081318 A	21-03-2000
			DE 19856026 A1	07-10-1999
			JP 11306335 A	05-11-1999
US 5566341	A	15-10-1996	NONE	
EP 0950985	A	20-10-1999	US 5982845 A	09-11-1999
			EP 0950985 A2	20-10-1999
			JP 2000041978 A	15-02-2000
US 5431161	A	11-07-1995	US 5722405 A	03-03-1998
			US 5803914 A	08-09-1998

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCI/DE 02/00266

<b>A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES</b> IPK 7 G06T11/00 G06T1/60		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK		
<b>B. RECHERCHIERTE GEBIETE</b> Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) IPK 7 G06T		
Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal, WPI Data, INSPEC		
<b>C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN</b>		
Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 0 339 091 A (YOKOGAWA MEDICAL SYST) 2. November 1989 (1989-11-02) Seite 1 -Seite 2; Ansprüche 1-4; Abbildungen 2,3	1-3,6-9
Y	----	4,5
Y	US 5 881 123 A (TAM KWOK) 9. März 1999 (1999-03-09) Zusammenfassung; Anspruch 1	4,5
X	US 5 566 341 A (ROBERSON GEORGE P ET AL) 15. Oktober 1996 (1996-10-15) Zusammenfassung; Ansprüche 1,4,6,10; Abbildungen 1,6,9A	1-3,6-9
	----- -/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
° Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : *A* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist *E* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist *L* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) *O* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht *P* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist *T* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist *X* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden *Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist *&* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche 6. Juni 2002		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts 21/06/2002
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Diallo, B



## C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie <sup>a</sup>	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 0 950 985 A (PICKER INT INC) 20. Oktober 1999 (1999-10-20) Zusammenfassung; Abbildungen 1,3 Absätze '0002!, '0032!, '0040!, '0045! ---	1
A	US 5 431 161 A (GOLDBERG EDWARD M ET AL) 11. Juli 1995 (1995-07-11) Zusammenfassung; Ansprüche 14,17,18; Abbildungen 4A-B -----	1,4,5

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 02/00266

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 0339091	A	02-11-1989	JP 2612440 B2	21-05-1997
			JP 63157275 A	30-06-1988
			DE 3751966 D1	09-01-1997
			DE 3751966 T2	12-06-1997
			EP 0339091 A1	02-11-1989
			WO 8804812 A1	30-06-1988
			US 5204943 A	20-04-1993
<hr/>				
US 5881123	A	09-03-1999	US 5926521 A	20-07-1999
			DE 19929646 A1	03-02-2000
			JP 2000081318 A	21-03-2000
			DE 19856026 A1	07-10-1999
			JP 11306335 A	05-11-1999
<hr/>				
US 5566341	A	15-10-1996	KEINE	
<hr/>				
EP 0950985	A	20-10-1999	US 5982845 A	09-11-1999
			EP 0950985 A2	20-10-1999
			JP 2000041978 A	15-02-2000
<hr/>				
US 5431161	A	11-07-1995	US 5722405 A	03-03-1998
			US 5803914 A	08-09-1998
<hr/>				